

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2005-27937
(P2005-27937A)
(43) 公開日 平成17年2月3日(2005.2.3)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245	A 6 1 B 5/02 3 1 O F	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 1 O 2 C	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/08	A 6 1 B 5/08	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-271897 (P2003-271897)	(71) 出願人 000001443
(22) 出願日 平成15年7月8日 (2003.7.8)	カシオ計算機株式会社
	東京都渋谷区本町1丁目6番2号
(特許庁注：以下のものは登録商標)	(74) 代理人 100090033
1. Bluetooth	弁理士 荒船 博司
	(74) 代理人 100093045
	弁理士 荒船 良男
	(72) 発明者 鈴木 健夫
	東京都羽村市栄町3丁目2番1号 カシオ
	計算機株式会社羽村技術センター内
	Fターム(参考) 4C017 AA09 AA14 AB03 AC28 BC20
	CC02 CC08 FF06
	4C038 SS09

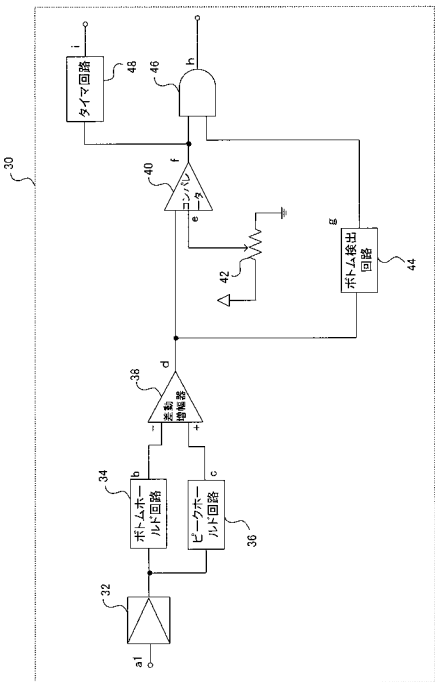
(54) 【発明の名称】呼吸監視装置及び呼吸監視プログラム

(57) 【要約】

【課題】 脈拍波形の波形特性からより高精度な呼吸監視を実現すること

【解決手段】 脈拍波形 a 1 からボトムホールド回路 3 4 は最小値 b を、ピークホールド回路 3 6 は最大値 c を検出する。そして、差動増幅器 3 8 は、この最小値 b と最大値 c との差分を検出し後段処理がしやすいように信号レベルを増幅する。そして、脈拍強度 d としてコンパレータ 4 0 とボトム検出回路 4 4 に出力する。コンパレータ 4 0 は、脈拍強度 d と限界強度 e とを比較し、脈拍強度 d が限界強度 e 未満であれば、呼吸活動衰退信号 f を AND 回路 4 6 とタイマ回路 4 8 に出力する。ボトム検出回路 4 4 は、限界強度 e が減少傾向から増加傾向となると、パルス信号 g を AND 回路 4 6 に出力する。AND 回路 4 6 は、呼吸活動衰退信号 f とパルス信号 g の論理積に基づき呼吸回復信号 h を制御部に出力する。制御部は呼吸回復信号 h を検出した回数と呼吸回復日時とを表示させる。

【選択図】 図 3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

脈拍波形を検出する脈拍検出手段と、

この脈拍検出手段によって検出された脈拍波形の最大値と最小値の差分を脈拍強度として算出する脈拍強度算出手段と、

この脈拍強度算出手段によって算出された脈拍強度が、減少傾向から増加傾向になった際の時刻を無呼吸状態となってから呼吸が回復した時刻として記憶する時刻記憶手段と、

前記脈拍強度算出手段によって算出された脈拍強度が、減少傾向から増加傾向になった際の回数を計数する回数計数手段と、

この回数計数手段によって計数された回数と前記時刻記憶手段によって記憶された時刻とのうち、少なくとも何れか一方を表示する表示制御手段と、

を備えることを特徴とする呼吸監視装置。

【請求項 2】

前記算出された脈拍強度が所定値以下となった場合に、経過時間の計測を開始する経過時間計測手段と、

この経過時間計測手段によって計測されている経過時間が所定時間に達した場合に、所定の報知を行う報知手段と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の呼吸監視装置。

【請求項 3】

使用者の手首に装着するための構造を有する本体部と、前記検出手段を有し、指端の腹面に当接される前記本体部に着脱可能な検出部とから構成されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の呼吸監視装置。

【請求項 4】

脈拍波形を検出する脈拍検出手段を備えたコンピュータに、

前記脈拍検出手段によって検出された脈拍波形の最大値と最小値の差分を脈拍強度として算出させる脈拍強度算出機能と、

この脈拍強度算出機能によって算出された脈拍強度が、減少傾向から増加傾向になった際の時刻を無呼吸状態となってから呼吸が回復した時刻として記憶させる時刻記憶機能と、

前記脈拍強度算出機能によって算出された脈拍強度が、減少傾向から増加傾向になった際の回数を計数させる回数計数機能と、

この回数計数機能によって計数された回数と前記時刻記憶機能によって記憶された時刻とのうち、少なくとも何れか一方を表示させる表示制御機能と、

を実現させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、呼吸監視装置及び呼吸監視プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

睡眠時の呼吸監視は、鼻下の呼気による温度変化を検出する温度センサや、胸郭の動きを検出する胸囲変化センシングや、血中酸素飽和濃度を測定するためのセンサ等、様々なセンサを使用することにより行われている。

【0003】

しかし、従来の呼吸監視では、被測定者の体中に種々のセンサを取り着けなければならない。このため、被測定者に精神的ストレスがかかり、体が緊張してしまう等、寛いだ自然な状態での呼吸監視は難しかった。また、日常生活における睡眠時のような専門のスタッフがいない状況においては、センサの取り扱いが不慣れな被測定者にとってその取扱いは負担となり、更に正しい測定を行うことが難しかった。

【0004】

10

20

30

40

50

上記のような課題を解決するために、特許文献 1 に記載されているような、荷重センサを枕に組み込んだ呼吸監視装置が知られている。具体的には、枕に組み込んだ荷重センサによって、呼吸時の後頭部の荷重変化を検出し、呼吸間隔時間を計算することにより、睡眠時の呼吸状態を監視する。

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 1 5 2 9 1 7 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかし、このような呼吸活動による後頭部の動きによる呼吸監視は、呼吸活動の主たる器官である肺や胸郭から後頭部までの間にある様々な器官の動きを介した間接的なものであった。このため、他の器官の活動状態が大きく影響してしまい、その結果、呼吸監視の精度は低下してしまった。

本発明は、上述した課題に鑑みて為されたものであり、その目的とするところは、脈拍波形の波形特性から高精度な呼吸監視を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

以上の課題を解決するため、

請求項 1 に記載の発明の呼吸監視装置は、

脈拍波形を検出する脈拍検出手段（例えば、図 2 の脈拍センサ 2 0 2 ）と、

この脈拍検出手段によって検出された脈拍波形の最大値と最小値の差分を脈拍強度として算出する脈拍強度算出手段（例えば、図 3 の差動増幅器 3 8 ；図 1 0 のステップ S 5 9 ）と、

この脈拍強度算出手段によって算出された脈拍強度が、減少傾向から増加傾向になった際の時刻を無呼吸状態となってから呼吸が回復した時刻として記憶する時刻記憶手段（例えば、図 5 のステップ S 3 ；図 1 0 のステップ S 7 7 ）と、

前記脈拍強度算出手段によって算出された脈拍強度が、減少傾向から増加傾向になった際の回数を計数する回数計数手段（例えば、図 5 のステップ S 5 ；図 1 0 のステップ S 7 9 ）と、

この回数計数手段によって計数された回数と前記時刻記憶手段によって記憶された時刻とのうち、少なくとも何れか一方を表示する表示制御手段（例えば、図 2 の表示部 2 2 ；図 5 のステップ S 7 ；図 1 0 のステップ S 8 1 ）と、

を備えることを特徴としている。

【 0 0 0 8 】

また、請求項 4 に記載の発明のプログラムは、

脈拍波形を検出する脈拍検出手段（例えば、図 2 の脈拍センサ 2 0 2 ）を備えたコンピュータに、

前記脈拍検出手段によって検出された脈拍波形の最大値と最小値の差分を脈拍強度として算出させる脈拍強度算出機能（例えば、図 1 0 のステップ S 5 9 ）と、

この脈拍強度算出機能によって算出された脈拍強度が、減少傾向から増加傾向になった際の時刻を無呼吸状態となってから呼吸が回復した時刻として記憶させる時刻記憶機能（例えば、図 5 のステップ S 3 ；図 1 0 のステップ S 7 7 ）と、

前記脈拍強度算出機能によって算出された脈拍強度が、減少傾向から増加傾向になった際の回数を計数させる回数計数機能（例えば、図 5 のステップ S 5 ；図 1 0 のステップ S 7 9 ）と、

この回数計数機能によって計数された回数と前期時刻記憶機能によって記憶された時刻とのうち、少なくとも何れか一方を表示させる表示制御機能（例えば、図 2 の表示部 2 2 ；図 5 のステップ S 7 ；図 1 0 のステップ S 8 1 ）と、

を実現させることを特徴としている。

【 0 0 0 9 】

請求項 1 又は 4 に記載の発明によれば、検出した脈拍波形から脈拍強度を算出し、当該脈拍強度が減少傾向から増加傾向となった時刻とその回数を記憶及び表示する。従って、脈拍波形の波形特性から高精度な呼吸監視を実現することができ、被測定者は無呼吸状態の発生回数等の呼吸状態を知ることができる。

【 0 0 1 0 】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の呼吸監視装置において、
前記算出された脈拍強度が所定値以下となった場合に、経過時間の計測を開始する経過時間計測手段（例えば、図 3 のタイマ回路 4 8 ; 図 1 0 のステップ S 6 3 ）と、
この経過時間計測手段によって計測されている経過時間が所定時間に達した場合に、所定の報知を行う報知手段（例えば、図 2 の異常通報部 2 6 ; 図 5 のステップ S 1 3 ; 図 1 0 のステップ S 8 7 ）と、
を備えることを特徴としている。

【 0 0 1 1 】

請求項 2 に記載の発明によれば、請求項 1 に記載の発明と同様の効果が得られるのは無論のこと、検出した脈拍強度が所定値以下となった経過時間を計測し、当該経過時間が所定時間に達した場合に所定の報知を行う。従って、被測定者及び被測定者の周囲の人は、呼吸状態が危険な状態になったことを知ることができる。

【 0 0 1 2 】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の呼吸監視装置において、
使用者の手首に装着するための構造を有する本体部（例えば、図 1 の本体部 1 0 0 ）と、
前記検出手段を有し、指端の腹面に当接される前記本体部に着脱可能な検出部（例えば、図 1 の脈拍波形生成部 2 0 0 ）とから構成されることを特徴としている。

【 0 0 1 3 】

請求項 3 に記載の発明によれば、請求項 1 又は 2 に記載の発明と同様の効果が得られるのは無論のこと、呼吸監視装置の本体を手首に装着し、指端で脈拍波形の検出を行う。従って、被測定者は、呼吸監視装置から検出部を取り外し、指端に検出部を装着するといった簡易な操作で呼吸監視を行うことができる。また、睡眠時等において呼吸監視装置を比較的意識しないで、精神的ストレスの少ない状態で呼吸監視を行うことができる。

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

請求項 1 又は 4 に記載の発明によれば、検出した脈拍波形から脈拍強度を算出し、当該脈拍強度が減少傾向から増加傾向となった時刻とその回数を記憶及び表示する。従って、脈拍波形の波形特性から高精度な呼吸監視を実現することができ、被測定者は無呼吸状態の発生回数等の呼吸状態を知ることができる。

【 0 0 1 5 】

請求項 2 に記載の発明によれば、検出した脈拍強度が所定値以下となった経過時間を計測し、当該経過時間が所定時間に達した場合に所定の報知を行う。従って、被測定者及び被測定者の周囲の人は、呼吸状態が危険な状態になったことを知ることができる。

【 0 0 1 6 】

請求項 3 に記載の発明によれば、呼吸監視装置の本体を手首に装着し、指端で脈拍波形の検出を行う。従って、被測定者は、呼吸監視装置から検出部を取り外し、指端に検出部を装着するといった簡易な操作で呼吸監視を行うことができる。また、睡眠時等において呼吸監視装置を意識せず、精神的ストレスのない状態で呼吸監視を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

以下、図 1 ~ 1 0 を参照して、本発明を腕時計 1 に適用した場合の実施例を説明する。

【 0 0 1 8 】

図 1 (a) は腕時計 1 の概観図である。同図に示すように、腕時計 1 は、本体部 1 0 0 と、本体部 1 0 0 に着脱可能な脈拍波形生成部 2 0 0 とが通信ケーブル 3 0 0 によって接続されて構成される。

【 0 0 1 9 】

本体部 1 0 0 は、現在日時や呼吸監視の結果等を表示するディスプレイ 1 0 2 と、腕時計 1 を手首に装着するための時計ベルト 1 0 4 と、腕時計 1 の各種設定や各種機能の実行指示の入力を行うための押ボタン 1 0 6 とを備えて構成される。図 1 において、本体部 1 0 0 の右側面は、脈拍波形生成部 2 0 0 の左側面に適合する形状に形成されている。そして、当該右側面には、受け口 1 0 8 が凹部状に形成されており、脈拍波形生成部 2 0 0 のつまみ状突起 2 1 0 を係止して、脈拍波形生成部 2 0 0 を保持可能に構成されている。また、右側面には通信ケーブル 3 0 0 を収納するための空間であるケーブル収納部 1 1 0 が形成されている。

【 0 0 2 0 】

脈拍波形生成部 2 0 0 は、発光ダイオード等の発光素子 2 0 4 と、フォトダイオード等の受光素子 2 0 6 とを備えて構成された脈拍センサ 2 0 2 と、脈拍センサを覆うように形成されている保護ガラス 2 0 8 と、を備えて構成される。

【 0 0 2 1 】

脈拍波形生成部 2 0 0 の左側面には、受け口 1 0 8 に係止するつまみ状突起 2 1 0 が備えられている。ユーザ（被測定者）は、脈拍波形生成部 2 0 0 を本体部 1 0 0 の右側面に一定の力を加えて押圧することで、脈拍波形生成部 2 0 0 を本体部 1 0 0 に取り付けることができる。逆に、脈拍波形生成部 2 0 0 を本体部 1 0 0 から引き離すように、一定の力を加えることにより、脈拍波形生成部 2 0 0 を本体部 1 0 0 から取り外すことができる。また、脈拍波形生成部 2 0 0 の左側面には、脈拍波形生成部 2 0 0 を指に固定するためのゴム等の弾性体により構成される固定バンド 2 1 2 を収納するための空間である固定バンド収納部 2 1 4 が形成されている。

【 0 0 2 2 】

脈拍センサ 2 0 2 は、まず、発光素子 2 0 4 によって特定波長の光を照射する。照射した光は、保護ガラス 2 0 8 に載せられた指先 F の皮膚を透過した後、反射され受光素子 2 0 6 によって受光される。このとき、指先 F に照射された光は、血管内の血液中のヘモグロビンによって吸収され、受光素子 2 0 6 への反射量がヘモグロビンの量、即ち血流に逆比例して減少する。従って、指先 F の血管を脈流が通過したときには血流が多く、その血流量に応じて、受光素子 2 0 6 に受光される光の量は減少する。上記のように、受光素子 2 0 6 に受光される光の量が脈拍に対応して増減するので、受光素子 2 0 6 は、当該増減を電圧信号に変換し、脈拍検出部 2 8 に出力する。

【 0 0 2 3 】

図 1 (b) に、被測定者が、脈拍波形生成部 2 0 0 を指に装着した装着例を示す。被測定者は、本体部 1 から脈拍波形生成部 2 0 0 を取り外す。そして、取り外した脈拍波形生成部 2 0 0 の保護ガラス 2 0 8 に指先 F の腹面が当接するように指先 F を載せる。固定バンド収納部 2 1 4 より固定バンド 2 1 2 を引き出し、固定バンド 2 1 2 を指先 F が載せられた脈拍波形生成部 2 0 0 ごと巻きつけることで、指先 F を脈拍波形生成部 2 0 0 に固定する。

【 実施例 1 】

【 0 0 2 4 】

次に、本発明を適用した腕時計 1 の実施例 1 について説明する。

図 2 は、実施例 1 に係る腕時計 1 の構成を示すブロック図である。同図に示すように、腕時計 1 は、制御部 1 0、ROM (Read Only Memory) 1 2、RAM (Random Access Memory) 1 4、発振回路部 1 6、分周・タイミング信号出力部 1 8、キー入力部 2 0、表示部 2 2、表示ドライバ 2 4、異常通報部 2 6 の各機能部によって構成される本体部 1 0 0 と、脈拍センサ 2 0 2、脈拍検出部 2 8、呼吸回復検出部 3 0 の各機能部によって構成される脈拍波形生成部 2 0 0 とを備えて構成される。

【 0 0 2 5 】

制御部 1 0 は、CPU (Central Processing Unit) 等によって構成され、入力される指示に応じて所定のプログラムに基づいた処理を実行し、各機能部への指示やデータの入

10

20

30

40

50

出力を行う。具体的には、制御部 10 は、キー入力部 20 から入力される操作信号に応じて ROM 12 に格納されたプログラムを読み出し、当該プログラムに従って処理を実行する。そして、処理結果を表示するための表示制御信号を適宜表示ドライバ 24 に出力して、当該表示制御信号に対応した表示情報を表示部 22 に表示させる。

【0026】

ROM 12 は、各種設定処理、各種演算処理等の腕時計 1 の動作に係る各種プログラムや、腕時計 1 の備える種々の機能を実現するためのプログラム等を記憶する。

RAM 14 は、制御部 10 が実行する各種プログラムや、これらプログラムの実行に係るデータ等を一時的に保持する記憶領域である。

【0027】

発振回路部 16 は、常時一定周波数のクロック信号を分周・タイミング信号出力部 18 に出力する。

分周・タイミング信号出力部 18 は、発振回路部 16 から入力されるクロック信号を計数し、現在の日付や時分秒などの現在日時（現在時刻）を計数し、制御部 10 へ出力する。

【0028】

キー入力部 20 は、各種操作キーによる入力に応じた操作信号を制御部 10 へ出力する。例えば、被測定者の呼吸状態を監視するための機能の開始や終了を制御するための操作キーといった各種操作キーで構成される。尚、このキー入力部 20 は、図 1 に示した押ボタン 106 に相当するものである。

【0029】

表示ドライバ 24 は、制御部 10 から入力される表示制御信号に基づいて表示部 22 を制御して各種画面を表示させるものである。

表示部 22 は、LCD（Liquid Crystal Display）等で構成される表示装置であり、現在日時（現在時刻）や呼吸監視の結果等をデジタル表示する。尚、この表示部 22 は図 1 に示すディスプレイ 102 に相当するものである。

【0030】

異常通報部 26 は、制御部 10 から入力される異常通報信号に基づいて、被測定者が危険な状態であることを報知するための報知音を鳴らす報音器を備えて構成される。尚、被測定者に報知する手段として、内部にバイブレータを備え腕時計 1 を振動させるといった構成を備えることとしてもよい。

【0031】

脈拍検出部 28 は、脈拍センサ 202 から入力される信号を検出及び増幅して、脈拍波形 a1 として呼吸回復検出部 30 へ出力する。

【0032】

呼吸回復検出部 30 は、脈拍検出部 28 から入力される脈拍波形 a1 の波形特性から被測定者の呼吸状態を監視し、監視結果を制御部 10 へ出力する。具体的には、呼吸回復検出部 30 は、図 3 の回路図に示すように、バッファアンプ 32 と、ボトムホールド回路 34 と、ピークホールド回路 36 と、差動増幅器 38 と、コンパレータ 40 と、可変抵抗 42 と、ボトム検出回路 44 と、AND 回路 46 と、タイマ回路 48 とを備えて構成される。

【0033】

バッファアンプ 32 の入力端子は、脈拍検出部 28 の出力端子に接続され、出力端子は、ボトムホールド回路 34 とピークホールド回路 36 の入力端子に接続される。ボトムホールド回路 34 とピークホールド回路 36 の出力端子は、それぞれ差動増幅器 38 の（-）側入力端子と、（+）側入力端子とに接続される。また、コンパレータ 40 の一方の入力端子は、差動増幅器 38 の出力端子に接続され、他方の端子は理想電源とアース間に接続された可変抵抗 42 の出力端子に接続される。そして、ボトム検出回路 44 の入力端子は、差動増幅器 38 の出力端子に、出力端子は AND 回路 46 の入力端子に接続される。AND 回路 46 の他方の入力端子はコンパレータ 40 の出力端子に、出力端子は制御部 1

10

20

30

40

50

0 に接続される。そして、タイマ回路 48 の入力端子はコンパレータ 40 の出力端子に、出力端子は制御部 10 に接続される。

【0034】

呼吸回復検出部 30 の動作について説明する。

まず、脈拍検出部 28 が出力した脈拍波形 a1 (電圧信号) はバッファアンプ 32 に入力され、バッファアンプ 32 は、脈拍波形 a1 の増幅を行う。増幅された脈拍波形 a1 は、ボトムホールド回路 34 とピークホールド回路 36 に出力される。

【0035】

ボトムホールド回路 34 とピークホールド回路 36 は、入力された脈拍波形 a1 から、例えば、1 周期における最小値 b と最大値 c とをそれぞれ検出する。そして、この検出された最小値 b と最大値 c を、差動増幅器 38 の (-) 側端子と (+) 側端子にそれぞれ出力する。 10

【0036】

差動増幅器 38 は、入力された最小値 b と最大値 c との差分電圧を検出し、後段処理がしやすいように信号レベルを増幅する。そして、脈拍強度 d としてコンパレータ 40 へ出力する。更に、差動増幅器 38 は、ボトム検出回路 44 にも脈拍強度 d を出力する。

【0037】

この脈拍強度 d は、脈流が指先の血管を通過したときの血流量に相当し、この脈拍強度 d の増減を基に呼吸状態は監視される。具体的には、脈拍強度 d が可変抵抗 42 の出力する呼吸活動の衰退の限界点を表す限界強度に相当する電圧 (以下、単に「限界強度」という。) e 以上であれば、正常な呼吸活動であり、限界強度 e 以下であれば、呼吸活動が衰退していると判定される。図 7 は、脈拍波形 a1 の 1 周期波形ごとにおける振幅値 d_n 、 d_{n+1} 、 $\dots$ (n は 1 以上の整数) が、最小値と最大値の差分である脈拍強度 d_n 、 $d_{n+1} \dots$ に相当していることを示している。 20

【0038】

可変抵抗 42 は、電源電圧を分圧することにより限界強度 e に相当する電圧信号をコンパレータに出力する。

コンパレータ 40 は、差動増幅器 38 から入力された脈拍強度 d と、可変抵抗 42 から入力された限界強度 e に相当する電圧信号とを比較し、当該比較結果に基づき呼吸活動衰退信号 f を出力する。具体的には、コンパレータ 40 は、脈拍強度 d が限界強度 e 以上であれば、呼吸活動の正常を表す LOW 信号を出力し、脈拍強度 d が限界強度 e 以下であれば、呼吸活動の衰退を表す High 信号を出力する。 30

【0039】

ボトム検出回路 44 は、差動増幅器 38 から入力される脈拍強度 d の増減傾向を監視し、脈拍強度 d が減少傾向から増加傾向に変化した場合に、パルス信号 g を AND 回路 46 に出力する。

【0040】

AND 回路 46 は、コンパレータ 40 から入力される呼吸活動衰退信号 f とボトム検出回路 44 から入力されるパルス信号 g との論理積を算出し、算出結果に基づいて呼吸回復信号 h を制御部 10 に出力する。 40

【0041】

タイマ回路 48 は、コンパレータ 40 から入力される呼吸活動衰退信号 f が立ち上がり、High 信号となると経過時間の測定を開始し、呼吸活動衰退信号 f が LOW 信号となるまで測定を実行する。そして、測定している経過時間が呼吸活動の衰退の限界時間を表す呼吸停止限界時間に達すると、呼吸停止限界信号 i を出力する。ここで、呼吸回復信号 h と呼吸停止限界信号 i は通信ケーブル 300 を介して制御部 10 へ出力される。

【0042】

図 4 は、実施例 1 に係る ROM 12 及び RAM 14 の構成を示す図である。図 4 (a) によれば、ROM 12 は、呼吸監視プログラム 120 を格納する。また、図 4 (b) によれば、RAM 14 は、呼吸回復日時格納領域 140 と呼吸回復回数格納領域 142 とを 50

備える。

【 0 0 4 3 】

呼吸回復日時格納領域 1 4 0 は、制御部 1 0 が呼吸回復を検出した日時である呼吸回復日時を蓄積的に記憶するための格納領域である。ここでは、呼吸回復日時 A 格納領域、呼吸回復日時 B 格納領域、・・・といった格納領域が設けられており、呼吸回復を検出する度に順次、呼吸回復日時を記憶していく。

【 0 0 4 4 】

呼吸回復回数格納領域 1 4 2 は、呼吸回復を検出した回数である呼吸回復回数を記憶するための格納領域である。

【 0 0 4 5 】

次に、腕時計 1 の動作について、図 5 に示すフローチャートを用いて以下に説明する。

被測定者によって呼吸監視処理を開始するための押ボタン 1 0 6 の押下操作が為され、キー入力部 2 0 が操作信号を制御部 1 0 に入力すると、制御部 1 0 は、ROM 1 2 に記憶されている呼吸監視プログラム 1 2 0 を読み出し、RAM 1 4 に展開することで呼吸監視処理を開始する。

【 0 0 4 6 】

呼吸監視処理を開始すると、まず、制御部 1 0 は、呼吸回復信号 h を検出したか否かを判別する（ステップ S 1）。検出したと判別した場合は（ステップ S 1：Y e s）、分周・タイミング信号出力部 1 8 から入力される現在日時、又は、現在時刻を呼吸回復日時（呼吸回復時刻）として呼吸回復日時格納領域 1 4 0 に記憶する（ステップ S 3）。

【 0 0 4 7 】

次いで、制御部 1 0 は、呼吸回復回数をインクリメントし、呼吸回復回数格納領域 1 4 2 に記憶する（ステップ S 5）。そして、呼吸回復日時（呼吸回復日時 A、呼吸回復日時 B、・・・）、又は、呼吸回復時刻（呼吸回復時刻 A、呼吸回復時刻 B、・・・）と、呼吸回復回数とを、表示部 2 2 に表示させる（ステップ S 7）。

【 0 0 4 8 】

制御部 1 0 は、被測定者によって呼吸監視処理を終了するため終了指示入力押ボタン 1 0 6 の押下操作によって為されたか否かを判別する（ステップ S 9）。終了指示入力が為されたと判別した場合（ステップ S 9：Y e s）、制御部 1 0 は呼吸監視処理を終了し、為されないと判別した場合（ステップ S 9：N o）、ステップ S 1 の処理へ移行する。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 において、呼吸回復信号 h を検出しないと判別した場合（ステップ S 1：N o）、制御部 1 0 は、呼吸停止限界信号 i を検出したか否かを判別する（ステップ S 1 1）。呼吸停止限界信号 i を検出したと判別した場合、制御部 1 0 は、異常通報部 2 6 に異常通報信号を出力し、被測定者に呼吸停止状態がつづき危険な状態であることを報知する（ステップ S 1 3）。

【 0 0 5 0 】

呼吸停止限界信号 i を検出しないと判別した場合（ステップ S 1 1）、又は呼吸停止を報知した後は（ステップ S 1 3）、ステップ S 9 へ処理を移行する。

【 0 0 5 1 】

図 6 は、具体的な測定例として、正常な呼吸状態から無呼吸状態となり、その後正常な呼吸状態へと回復したことを表す呼吸波形 j と、その間に測定した脈拍波形 a 1 と、呼吸回復検出部 3 0 において検出した各種電気信号の波形とを示すグラフである。図 6 によれば、測定開始時の正常な呼吸波形 j は、時刻 t 2 の時点で被測定者の呼吸活動は衰退し、無呼吸状態となる。その後、無呼吸状態が続くに伴い、脈拍波形 a 1 の振幅は減衰していく。そして、時刻 t 6 の時点で呼吸活動は再開し正常な呼吸活動へと回復し、脈拍波形 a 1 の振幅も回復する。

【 0 0 5 2 】

まず、時刻 t 1 において、ボトム検出回路 4 4 は、脈拍強度 d が減少傾向から増加傾向に変化していることを検出し、パルス信号 g を出力する。但し、このとき、呼吸活動衰退

10

20

30

40

50

信号 f は LOW 信号であるので、呼吸回復信号 h は AND 回路 46 から出力されない。

【0053】

次いで、時刻 t2 の時点で呼吸状態が無呼吸状態となり、呼吸波形は衰退していく。時刻 t3 及び t4 において、時刻 t1 と同様に、ボトム検出回路 44 がパルス信号 g を出力する。

【0054】

次いで、時刻 t5 において、コンパレータ 40 は、脈拍強度 d が限界強度 e 以下であることを検出し、呼吸活動衰退信号 f を立ち上げ、High 信号とする。

【0055】

そして、時刻 t6 において、呼吸波形は回復し始める。その後、時刻 t7 において、ボトム検出回路 44 は、脈拍強度 d が減少傾向から増加傾向に変化したことを検出し、パルス信号 g を出力する。このとき、コンパレータ 40 は、時刻 t5 から継続して High 信号を出力しているので、AND 回路 46 は、呼吸活動衰退信号 f とパルス信号 g との論理積の算出結果から呼吸回復信号 h を制御部 10 に出力する。 10

【0056】

制御部 10 は、呼吸回復信号 h を検出すると、現在日時、又は、現在時刻を呼吸回復日時（呼吸回復時刻）として記憶し、呼吸回復回数をインクリメントする（図 5 に示すステップ S1 → S3 → S5 に相当）。そして、呼吸回復日時、又は、呼吸回復時刻と呼吸回復回数を表示部 22 に表示させる（図 5 に示すステップ S7 に相当）。 20

【0057】

呼吸活動回復時である時刻 t6 から暫く経過した時刻 t8 において、コンパレータ 40 は、脈拍強度 d が限界強度 e 以上となったことを検出し、呼吸活動衰退信号 f を High 信号から LOW 信号にする。

【0058】

タイマ回路 48 は、時刻 t5 から測定開始した経過時間が予め定められた呼吸停止限界時間に達した場合に、呼吸停止限界信号 i を制御部 10 に出力する。その場合には、制御部 10 が、呼吸停止限界信号 i を検出し、被測定者に呼吸停止状態が予め定められた時間以上つづいており危険な状態であることを報知音等で報知する（図 5 に示すステップ S11 → S13 に相当）。 30

【0059】

以上、実施例 1 によれば、脈拍波形 a1 の波形特性である脈拍強度 d から、被測定者の無呼吸状態を検出し、無呼吸状態となった日時（時刻）と回数を記録する。従って、被測定者は、就寝時に無呼吸状態と成り呼吸が回復した際の日時（時刻）と回数を知ることができる。また、この日時（時刻）と回数をもとに健康状態を自己管理し、健康管理に役立てることができる。

【0060】

また、無呼吸状態となり脈拍強度 d が限界強度 e 以下となつてからの時間を計測し、経過時間が呼吸停止限界時間に達すると、被測定者に呼吸停止状態がつづき危険な状態であることを報知する。従って、被測定者は、一定時間以上、無呼吸状態となつてしまったことを報知音等で知ることができる。また、報知音が発せられれば、被測定者の周囲の人にも無呼吸状態となつてしまったことを知らせることができるので、被測定者の危険状態の早期発見につなげることができる。 40

【0061】

また、脈拍センサ 202 を腕時計 1 に脱着可能に取り付けることにより、被測定者は、容易に呼吸監視を行うことができる。更に、就寝時等において、測定器具を比較的意識しないで、精神的ストレスの少ない状態で呼吸監視を行うことができる。

【実施例 2】

【0062】

次に、本発明を適用した腕時計 1 の実施例 2 について説明する。

図 8 は、実施例 2 に係る腕時計 1 の構成を示すブロック図である。実施例 2 における腕 50

時計 1 は、図 2 に示した実施例 1 の R O M 1 2 を R O M 1 2 a に、R A M 1 4 を R A M 1 4 a に、脈拍検出部 2 8 を脈拍検出部 2 8 a に置き換えた構成である。

【 0 0 6 3 】

図 9 は、実施例 2 に係る R O M 1 2 a と、R A M 1 4 a の構成を示す図である。尚、実施例 1 において図 2 に示して説明した腕時計 1 の R O M 1 2 a 及び R A M 1 4 a の構成要素の他、同一の構成要素には同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 0 6 4 】

図 9 (a) によれば、R O M 1 2 a は、実施例 2 の特徴的な処理である呼吸回復検出処理を実現するための呼吸回復検出プログラム 1 2 2 を格納する。

【 0 0 6 5 】

また、図 9 (b) によれば、R A M 1 4 a は、実施例 2 を実現するために、呼吸回復日時格納領域 1 4 0 と、呼吸回復回数格納領域 1 4 2 と、即時脈拍強度格納領域 1 4 4 と、前回脈拍強度格納領域 1 4 6 と、経過時間格納領域 1 4 8 とを備える。

【 0 0 6 6 】

即時脈拍強度格納領域 1 4 4 は、直近に検出した脈拍強度を格納するための記憶領域である。前回脈拍強度格納領域 1 4 6 は、前回に検出した脈拍強度を格納するための記憶領域である。経過時間格納領域 1 4 8 は、即時脈拍強度が限界強度未満となつてからの経過時間を格納するための記憶領域である。

【 0 0 6 7 】

脈拍検出部 2 8 a は、脈拍センサ 2 0 2 から入力される信号を検出及び増幅する。そして、A / D 変換を行い、脈拍波形 a 2 として制御部 1 0 へ出力する。

【 0 0 6 8 】

次に、腕時計 1 の動作について、図 1 0 に示すフローチャートを用いて以下に説明する。

被測定者によって呼吸回復検出処理を開始するための押ボタン 1 0 6 の押下操作が為され、キー入力部 2 0 が操作信号を制御部 1 0 に入力すると、制御部 1 0 は、R O M 1 2 a に記憶されている呼吸回復検出プログラム 1 2 2 を読み出し、R A M 1 4 a に展開することで呼吸回復検出処理を開始する。

【 0 0 6 9 】

呼吸回復検出処理を開始すると、まず、制御部 1 0 は、即時脈拍強度格納領域 1 4 4 に記憶されている即時脈拍強度を前回脈拍強度格納領域 1 4 6 に記憶する (ステップ S 5 1) 。そして、脈拍検出部 2 8 a から入力される 1 周期分の脈拍波形を検出する (ステップ S 5 3) 。

【 0 0 7 0 】

次いで、検出した脈拍波形の最小値と最大値を検出する (ステップ S 5 5 ~ S 5 7) 。制御部 1 0 は、検出した最小値と最大値の差分を算出し、算出した差分を即時脈拍強度として即時脈拍強度格納領域 1 4 4 に記憶する (ステップ S 5 9) 。

【 0 0 7 1 】

次いで、即時脈拍強度が限界強度未満か否かを判別する (ステップ S 6 1) 。即時脈拍強度が限界強度未満であると判別した場合は (ステップ S 6 1 : Y e s) 、ステップ S 6 3 へ移行し、限界強度未満でないと判別した場合は (ステップ S 6 1 : N o) 、ステップ S 7 1 へ移行する。

【 0 0 7 2 】

即時脈拍強度が限界強度未満であると判別すると (ステップ S 6 1 : Y e s) 、制御部 1 0 は、経過時間の測定を開始し、経過時間を経過時間格納領域 1 4 8 に記憶・更新していく (ステップ S 6 3) 。

【 0 0 7 3 】

また、即時脈拍強度が限界強度未満でないと判別すると (ステップ S 6 1 : N o) 、制御部は、経過時間の測定を終了し、経過時間格納領域 1 4 8 の初期化を行い、ステップ S 5 1 の処理へ移行する (ステップ S 7 1) 。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 4 】

ステップ S 6 3 の後、記憶した経過時間が呼吸停止限界時間未満か否かを判別する（ステップ S 6 5）。経過時間が呼吸停止限界時間未満であると判別した場合は（ステップ S 6 5 : Y e s）、ステップ S 6 7 へ移行し、呼吸停止限界時間未満でないと判別した場合は（ステップ S 6 5 : N o）、ステップ S 7 3 へ移行する。

【 0 0 7 5 】

経過時間が呼吸停止限界時間未満であると判別すると（ステップ S 6 5 : Y e s）、制御部 1 0 は、前回脈拍強度が即時脈拍強度未満であるか否かを判別する（ステップ S 6 7）。前回脈拍強度が即時脈拍強度未満であると判別した場合は（ステップ S 6 7 : Y e s）、呼吸回復を検出したと判定し（ステップ S 6 9）、即時脈拍強度未満でないと判別した場合は（ステップ S 6 7 : N o）、ステップ S 5 1 へ処理を移行する。 10

【 0 0 7 6 】

ステップ S 6 5 において、経過時間が呼吸停止限界時間未満でないと判別すると（ステップ S 6 5 : N o）、制御部 1 0 は呼吸停止限界を検出したと判定する（ステップ S 7 3）。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 6 9 又はステップ S 7 3 の後、制御部 1 0 は、ステップ S 7 5 以降の処理に移行する。このステップ S 7 5 以降の処理は、実施例 1 の呼吸監視処理と同様の処理となる。

【 0 0 7 8 】

まず、制御部 1 0 は、ステップ S 6 9 において呼吸回復を検出した場合は（ステップ S 7 5 : Y e s）、現在日時（現在時刻）を呼吸回復日時（呼吸回復時刻）として呼吸回復日時格納領域 1 4 0 に記憶する（ステップ S 7 7）。 20

【 0 0 7 9 】

次いで、制御部 1 0 は、呼吸回復回数をインクリメントし、呼吸回復回数格納領域 1 4 2 に記憶する（ステップ S 7 9）。そして、呼吸回復日時（呼吸回復時刻）と、呼吸回復回数とを表示部 2 2 に表示させる（ステップ S 8 1）。

【 0 0 8 0 】

制御部 1 0 は、被測定者によって呼吸回復検出処理を終了するため終了指示入力が入力ボタン 1 0 6 の押下操作によって為されたか否かを判別する（ステップ S 8 3）。終了指示入力が為されたと判別すると、（ステップ S 8 3 : Y e s）、制御部 1 0 は呼吸回復検出処理を終了し、押下操作が為されないと判別すると（ステップ S 8 3 : N o）、ステップ S 5 1 の処理へ移行する。 30

【 0 0 8 1 】

ステップ S 7 5 において呼吸回復を検出しない場合（ステップ S 7 5 : N o）、制御部 1 0 は、ステップ S 7 3 において呼吸停止限界を検出したか否かを判別する（ステップ S 8 5）。また、呼吸停止限界を検出した場合（ステップ S 8 5 : Y e s）、制御部 1 0 は、異常通報部 2 6 に異常通報信号を出力し、被測定者に呼吸停止状態が予め定められた時間以上つづいて危険な状態であることを報知音等で報知する（ステップ S 8 7）。 40

【 0 0 8 2 】

ステップ S 8 5 において呼吸停止限界を検出しない場合（ステップ S 8 5 : N o）、又は呼吸停止を報知した後は（ステップ S 8 7）、ステップ S 8 3 へ処理を移行する。

【 0 0 8 3 】

次に、図 6（a）に示す脈拍波形 a 2 を脈拍センサ 2 0 2 によって測定した場合の呼吸回復検出処理の具体的な処理について説明する。

【 0 0 8 4 】

まず、実施例 1 においてパルス信号 g を出力した時刻 t 1 において、制御部 1 0 は、脈拍波形 a 2 の 1 周期波形を検出するが、算出した脈拍強度 d は限界強度 e 未満となっていないため、何も検出せずに次の処理へと移行する（図 1 0 に示すステップ S 5 1 ~ S 6 1 → S 7 1 ~ S 5 1 に相当）。 50

【 0 0 8 5 】

次いで、時刻 t_2 の時点で呼吸状態が無呼吸となり、呼吸波形は衰退していく。時刻 t_3 及び t_4 において、時刻 t_1 と同様に何も検出せずに次の処理へ移行する。

【 0 0 8 6 】

次いで、時刻 t_5 において、制御部 10 は、脈拍強度 d が限界強度 e 未満であると検出し、経過時間の測定を開始する（図 10 に示すステップ $S61 \rightarrow S63$ に相当）。このとき、経過時間は呼吸停止限界時間に達しておらず、更に前回脈拍強度よりも即時脈拍強度が小さいため、何も検出せずに次の処理へと移行する（図 10 に示すステップ $S65 \rightarrow S67 \rightarrow S51$ に相当）。

【 0 0 8 7 】

そして、時刻 t_6 において、呼吸波形は回復し始める。その後、時刻 t_7 において、制御部 10 は、脈拍強度 d が減少傾向から増加傾向に変化したことを検出し、呼吸回復を検出したと判定する（図 10 に示すステップ $S65 \rightarrow S67 \rightarrow S69$ に相当）。次いで、制御部 10 は、呼吸回復を検出したとして、呼吸回復日時（呼吸回復時刻）と呼吸回復回数を表示部 22 に表示させる（図 10 に示すステップ $S75 \rightarrow S77 \sim S81$ に相当）。

【 0 0 8 8 】

呼吸活動回復時である時刻 t_6 から暫く経過した時刻 t_8 において、制御部 10 は、脈拍強度 d が限界強度 e 以上となったことを検出し、経過時間の測定を終了し、経過時間格納領域 148 の初期化を行う（図 10 に示すステップ $S61 \rightarrow S71$ に相当）。

【 0 0 8 9 】

制御部 10 は、時刻 t_5 から時刻 t_8 までの経過時間が予め定められた呼吸停止限界時間に達した場合に、呼吸停止限界を検出したと判定する（図 10 に示すステップ $S65 \rightarrow S73$ に相当）。そして、制御部 10 は、呼吸停止限界を検出したとして、被測定者に呼吸停止状態であることを報知音等で報知する（図 10 に示すステップ $S85 \rightarrow S87$ に相当）。

【 0 0 9 0 】

以上、実施例 2 によれば、実施例 1 の呼吸回復検出部 30 の動作を、プログラムによって実現し、実施例 1 と同様の効果が得られる。従って、回路規模の縮小化、回路の簡略化を図ることができ、これに伴って消費電力やコストを削減することができる。

【 0 0 9 1 】

以上、2 つの実施例において、本体部 100 と脈拍波形生成部 200 は、通信ケーブル 300 によって接続し、種々の通信を行うとして説明したが、本発明の適用可能なものはこれに限られたものではなく、適宜変更可能である。例えば、赤外線や Bluetooth 等の無線伝送方式を用いて通信を行うこととしてもよい。

【 0 0 9 2 】

また、脈拍波形から呼吸監視を行うこととしたが、本発明の適用可能なものはこれに限られたものではなく、適宜変更可能である。例えば、脈拍センサによって血中酸素飽和濃度を測定し、無呼吸時の酸素濃度の低下を検出し、本発明の脈拍強度の特性と合わせて呼吸状態のより高精度な監視を行うこととしてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 9 3 】

以上のように、腕時計を適用例として説明したが、本発明の適用可能なものはこれに限られたものではなく、適宜変更可能である。例えば、携帯電話、パソコン、PDA (Personal Digital Assistants) 等の電子機器全般に適用可能である。

【 0 0 9 4 】

また、本発明は、腕時計のような体に装着できる小型電子機器に適用することで、場所を気にせず装着できる健康機器として有用となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 5 】

【 図 1 】 腕時計の概観図の一例を示す図。

10

20

30

40

50

【図 2】実施例 1 における腕時計の機能構成の一例を示すブロック図。

【図 3】実施例 1 における呼吸回復検出部の回路構成の一例を示す回路図。

【図 4】実施例 1 における (a) は R O M の構成の一例を示す図、 (b) は R A M の構成の一例を示す図。

【図 5】実施例 1 における呼吸監視処理を説明するためのフローチャート。

【図 6】呼吸波形と脈拍波形の測定例を示す図。

【図 7】脈拍波形の振幅値が脈拍強度であることを示す図。

【図 8】実施例 2 における腕時計の機能構成の一例を示すブロック図。

【図 9】実施例 2 における (a) は R O M の構成の一例を示す図、 (b) は R A M の構成の一例を示す図。

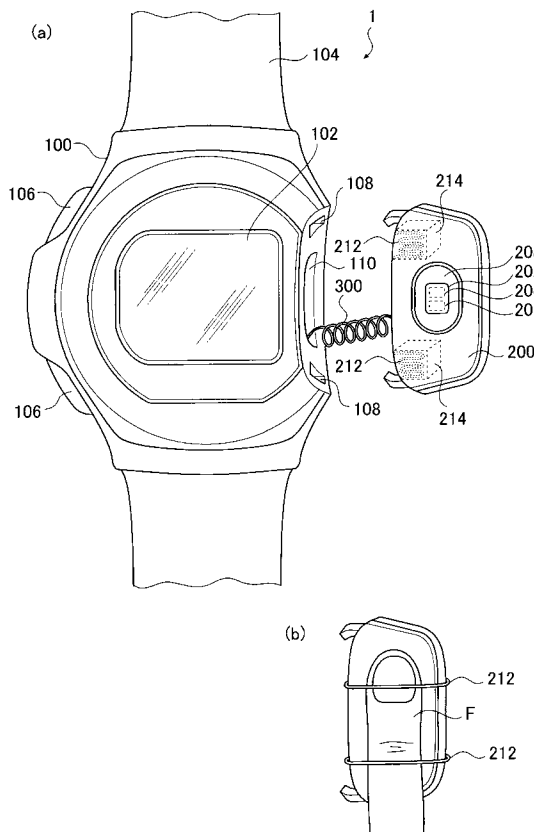
【図 10】実施例 2 における呼吸回復検出処理を説明するためのフローチャート。

【符号の説明】

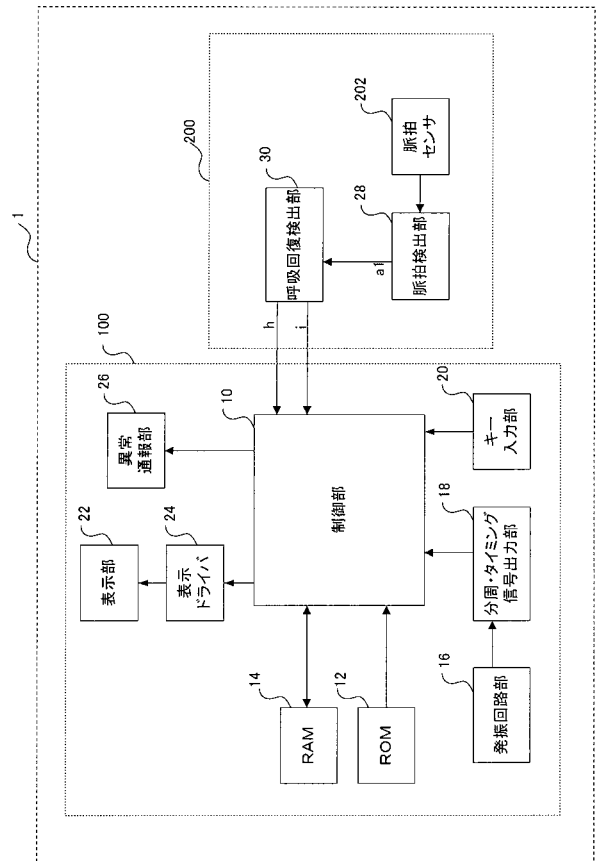
【 0 0 9 6 】

- 1 0 制御部
- 1 2 R O M
- 1 4 R A M
- 1 6 発振回路部
- 1 8 分周・タイミング信号出力部
- 2 0 キー入力部
- 2 2 表示部
- 2 4 表示ドライバ
- 2 6 異常通報部
- 2 8 脈拍検出部
- 3 0 呼吸回復検出部
- 2 0 2 脈拍センサ

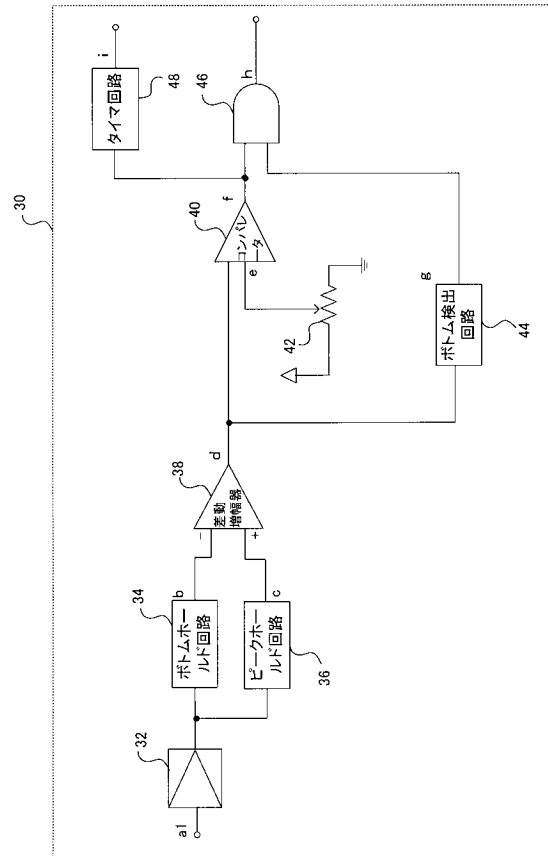
【図 1】



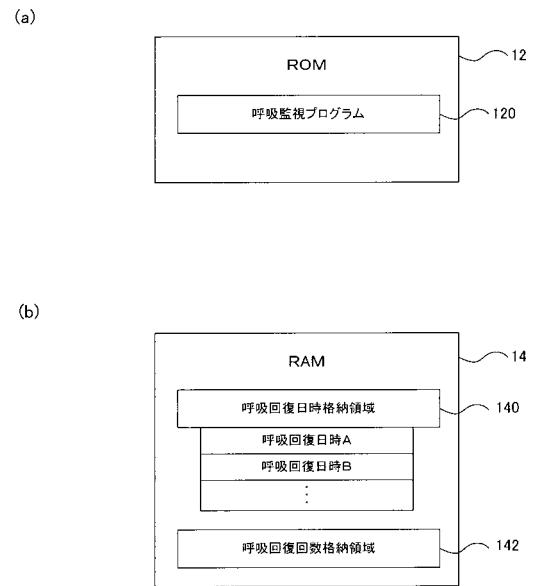
【図 2】



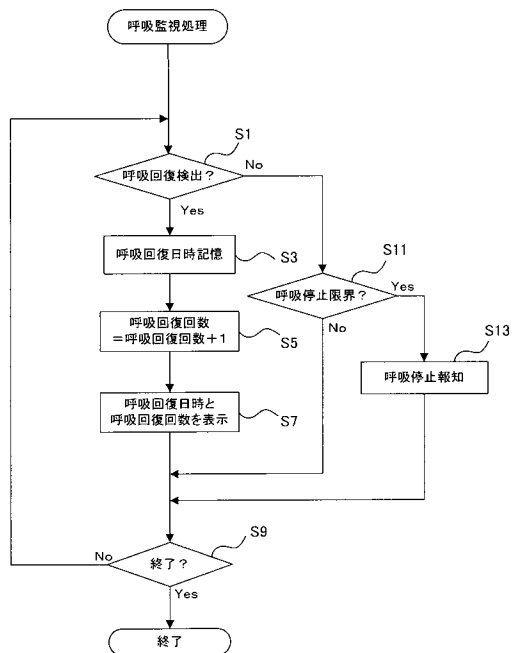
【 図 3 】



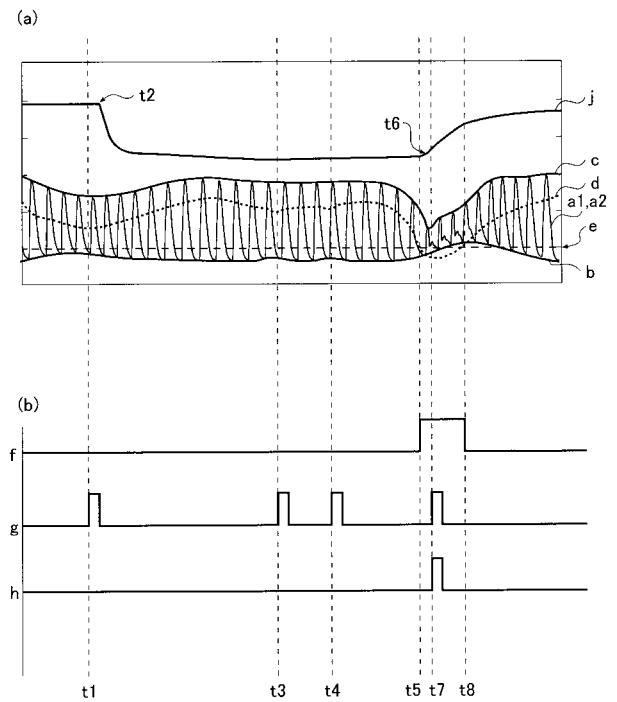
【 図 4 】



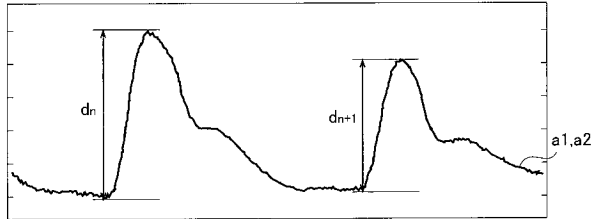
【 図 5 】



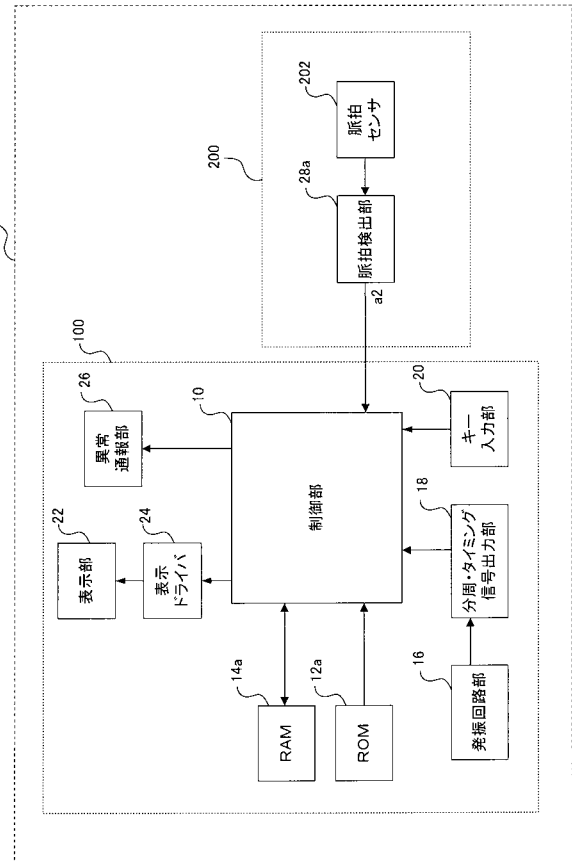
【 図 6 】



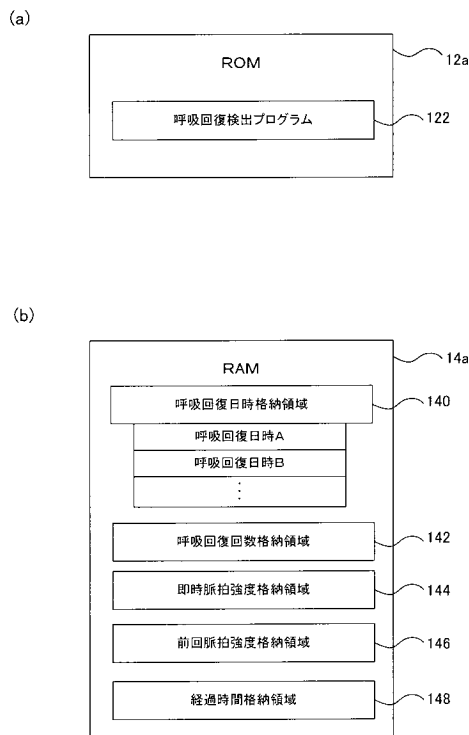
【図 7】



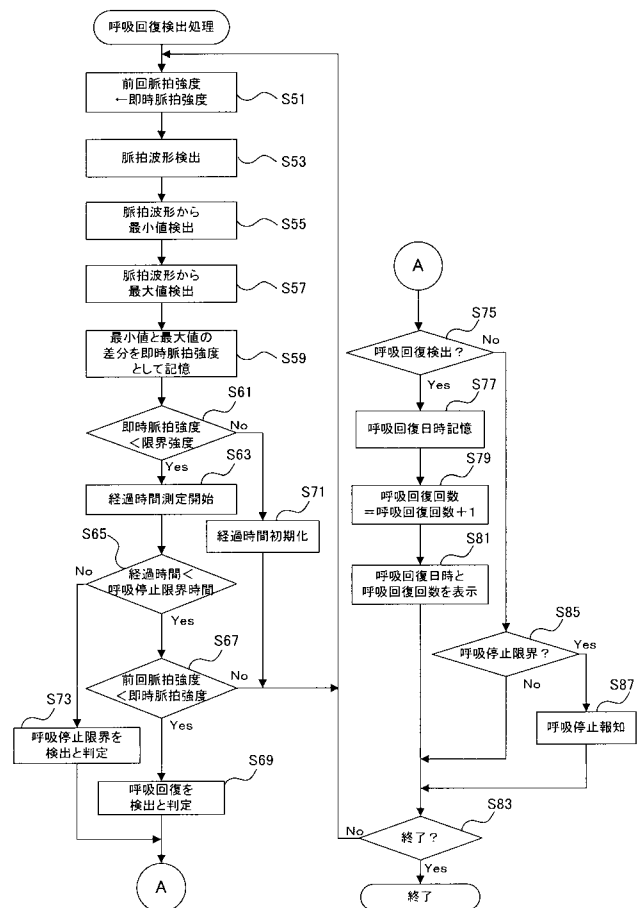
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	呼吸监测装置和呼吸监测程序		
公开(公告)号	JP2005027937A	公开(公告)日	2005-02-03
申请号	JP2003271897	申请日	2003-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	卡西欧计算机株式会社		
申请(专利权)人(译)	卡西欧计算机有限公司		
[标]发明人	鈴木健夫		
发明人	鈴木 健夫		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/08		
FI分类号	A61B5/02.310.F A61B5/00.102.C A61B5/08		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AA14 4C017/AB03 4C017/AC28 4C017/BC20 4C017/CC02 4C017/CC08 4C017/FF06 4C038/SS09 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB04 4C117/XC13 4C117/XC14 4C117/XC16 4C117/XC26 4C117/XD17 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE36 4C117/XF03 4C117/XG01 4C117/XG18 4C117/XJ13 4C117/XJ45 4C117/XJ52		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：从脉搏波形的波形特征实现更准确的呼吸监测。底部保持电路从脉冲波形a1检测最小值b，并且峰值保持电路检测最大值c。然后，差分放大器38检测最小值b和最大值c之间的差，并且放大信号电平，以便于后续处理。然后，脉冲强度d被输出到比较器40和谷底检测电路44。比较器40将脉冲强度d与极限强度e进行比较，并且当脉冲强度d小于极限强度e时，将呼吸活动下降信号f输出至AND电路46和计时器电路48。当极限强度e从减小趋势变为增大趋势时，底部检测电路44将脉冲信号g输出至AND电路46。AND电路46基于呼吸活动下降信号f和脉冲信号g的逻辑积将呼吸恢复信号h输出到控制单元。控制单元显示检测到呼吸恢复信号h的次数以及呼吸恢复的日期和时间。[选择图]图3

